

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2004-167056

(43)Date of publication of application : 17.06.2004

(51)Int.Cl.

A61H 1/02

(21)Application number : 2002-337715

(71)Applicant : YASKAWA ELECTRIC CORP

(22)Date of filing : 21.11.2002

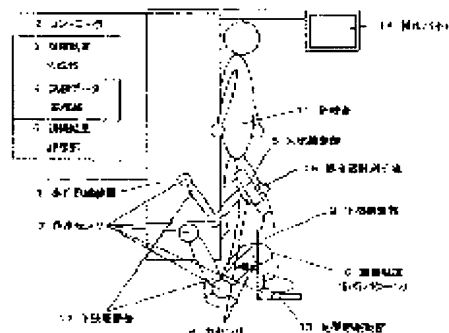
(72)Inventor : HIRATA RYOKICHI
SAKAKI TAISUKE

(54) GAIT TRAINING APPARATUS

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To enable to carry out a gait training corresponding to a muscular fatigue degree even if a patient is tired by controlling an amount of a care for a lower limb of the patient based on a change in a contractile force of a muscle.

SOLUTION: A muscular sound figure measuring means 15 is attached to the limb of a trainee 11 to measure the muscular sound figure. A training result evaluating member 5 performs a spectrum analysis of the muscular sound figure of the trainee 11 measured in an evaluation territory of a training track by the muscular sound figure measuring means 15, and transmits an action command to a training track generating member 3 to control the amount of care for the lower limb of the trainee 11 by a lower limb drive member 12 corresponding to a deviation between peak values of the power of the muscular sound figure spectrum of a healthy limb side and an affected limb side of the trainee 11 in the gait training.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2004-167056
(P2004-167056A)

(43) 公開日 平成16年6月17日 (2004.6.17)

(51) Int.Cl.⁷
A 6 1 H 1/02

F I
A 6 1 H 1/02

テーマコード (参考)
R

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2002-337715 (P2002-337715)	(71) 出願人	000006622
(22) 出願日	平成14年11月21日 (2002.11.21)		株式会社安川電機
		(72) 発明者	福岡県北九州市八幡西区黒崎城石2番1号 平田 亮吉
			福岡県北九州市八幡西区黒崎城石2番1号 株式会社安川電機内
		(72) 発明者	榊 泰輔
			福岡県北九州市八幡西区黒崎城石2番1号 株式会社安川電機内

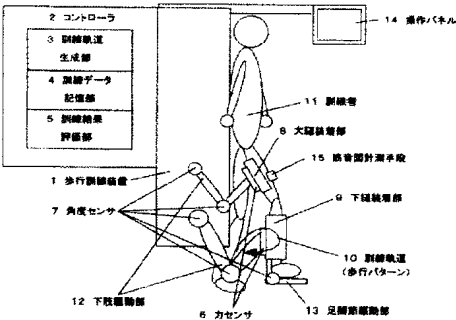
(54) 【発明の名称】 歩行訓練装置

(57) 【要約】

【課題】筋肉の収縮力の変化に応じて患者の下肢の介助量を調整し、患者が疲労しても筋肉の疲労度に応じた歩行訓練を行う。

【解決手段】訓練者11の肢体に筋音図を計測する筋音図計測手段15を備え、訓練結果評価部5が、訓練軌道の評価する区間において、筋音図計測手段15により計測された訓練者11の筋音図のスペクトル解析を行うとともに、歩行訓練を行っている訓練者11の健足側と患足側の筋音図のスペクトルのパワーのピーク値の偏差に応じて、下肢駆動部12の訓練者11の下肢への介助量を調整するよう訓練軌道生成部3に動作指令を与える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

歩行訓練装置に取り付けられた力センサと角度センサのセンシング情報をもとに、力制御によって装置の動作を制御する下肢駆動部と、
訓練軌道に対する訓練者の肢体が発生する力の大きさを評価する訓練結果評価部と、
前記下肢駆動部に前記訓練者の足関節を駆動する足関節駆動部と、
コントローラ内に訓練データを記憶する訓練データ記憶部と、
前記コントローラに動作指令を与え歩行パターンにあわせて前記下肢駆動部と前記足関節駆動部とを駆動し両下肢を協調させて動作させる訓練軌道を生成する訓練軌道生成部と、
を備えて前記訓練者の状態に応じて歩行運動を行わせる前記歩行訓練装置において、
前記訓練者の肢体に筋音図を計測する筋音図計測手段を備え、
前記訓練結果評価部が、前記訓練軌道の評価する区間において、前記筋音図計測手段により計測された前記訓練者の筋音図のスペクトル解析を行うとともに、歩行訓練を行っている前記訓練者の健足側と患足側の筋音図のスペクトルのパワーのピーク値の偏差に応じて、前記下肢駆動部の前記訓練者の下肢への介助量を調整するよう前記訓練軌道生成部に動作指令を与える
ことを特徴とする歩行訓練装置。

10

【請求項 2】

前記筋音図計測手段として、ピエゾ接触型センサを用いることを特徴とする請求項 1 に記載の歩行訓練装置。

20

【請求項 3】

前記筋音図計測手段として、コンデンサマイクロホンを用いることを特徴とする請求項 1 に記載の歩行訓練装置。

【請求項 4】

前記筋音図計測手段として、加速度計を用いることを特徴とする請求項 1 に記載の歩行訓練装置。

【請求項 5】

前記訓練結果評価部が前記筋音図計測手段を用いて計測された、歩行 1 周期における前記訓練者の健足側と患足側の筋音図のスペクトルのパワーのピーク値の偏差を求め、筋音図のスペクトルの偏差を何段階かで評価し、前記評価に応じて前記訓練者の患足側の下肢の発生する力の大きさを何倍かに増幅して歩行訓練を実施させることを特徴とする請求項 1 に記載の歩行訓練装置。

30

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、運動機能や脳機能などに傷害を持つ患者を対象とし、リハビリテーションを行っている患者の状態を計測し、患者の状態に応じて歩行運動を行わせる歩行訓練装置および方法に関するものである。

【0002】**【従来の技術】**

40

従来の歩行訓練装置として、実際の歩行運動に促した訓練を臥位にて実施することを目的としているものが特開 2000-102576 号公報に開示されているので、その従来技術について図面を用いて説明する。

図 9 は従来の歩行訓練装置の構成を示す図である。111 はベースであり、112 はその上に固定された基部である。113、114、115 は駆動軸であり、116、117 はリンク、118 は力センサ、119 は把持部である。駆動軸 113 は基部 112 に内蔵されたモータによって駆動され、リンク 116 を旋回することができる。駆動軸 114 は基部 112 に内蔵されたモータによって駆動され、リンク 116 の中の動力伝達機構を介して動力が伝えられてリンク 117 をリンク 116 に対して旋回することができる。駆動軸 115 は基部 112 に内蔵されたモータによって駆動され、リンク 116、117 の中の

50

動力伝達機構を介して動力が伝えられて把持部 119 をリンク 117 に対して旋回することができる。駆動軸 115 と把持部 119 の間には力センサ 118 が設けられており、把持部 119 と駆動軸 115 の間に作用する力が検出されて力信号 F を出力する。また基部 112 に設けられている駆動軸 113、114、115 用のモータには回転センサが内蔵されており、駆動軸 113、114、115 の回転位置、回転速度、回転加速度のいずれかが検出できるようになっている。把持部 119 には横臥した人の下腿が固定され、足裏に対面する部位が足裏面の力を受けるようになっている。そして、仮想床面生成部 121 と、軌道教示部 122 と、負荷情報変換部 123 と、肢体駆動部 124 と、仮想重力設定部 125 とから構成された制御装置 120 により、仮想進行方向 FF に向かって歩行する際の負荷が患者に与えることができるようになっている（たとえば特許文献 1）。

10

【0003】

【特許文献 1】

特開 2000-102576 号公報

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記従来の歩行訓練装置においては、歩行訓練を行う場合、仮想進行方向に向かって歩行する際の負荷が患者に与えられるが、患者の肢体の筋肉の収縮力の変化に応じて肢体駆動部の患者の下肢への介助量を調整できず、患者が疲労してきた場合、患者の下肢が強制的に訓練させられる可能性があった。

一方、筋音図とは、活動筋上の体表面に現れる微細振動であり、筋繊維の径が側方へ拡大変化する結果生じるものである。筋音図は、筋の電気的活動を反映する筋電図と運動の駆動力である筋力との中間に位置し、筋の機械的活動を示すものである。

20

本発明はこれらの課題を解決するためになされたものであり、歩行訓練を行っている患者の肢体の筋肉の収縮力を計測するとともに、筋肉の収縮力の変化に応じて患者の下肢への介助量を調整し、患者が疲労してきた場合でも患者の筋肉の疲労度に応じた歩行訓練を行うことができる歩行訓練装置を提供することを目的とする。

【0005】

【課題を解決するための手段】

そこで本発明の歩行訓練装置は、歩行訓練装置に取り付けられた力センサと角度センサのセンシング情報をもとに、力制御によって装置の動作を制御する下肢駆動部と、訓練軌道に対する訓練者の肢体が発生する力の大きさを評価する訓練結果評価部と、前記下肢駆動部に前記訓練者の足関節を駆動する足関節駆動部と、コントローラ内に訓練データを記憶する訓練データ記憶部と、前記コントローラに動作指令を与え歩行パターンにあわせて前記下肢駆動部と前記足関節駆動部とを駆動し両下肢を協調させて動作させる訓練軌道を生成する訓練軌道生成部と、を備えて前記訓練者の状態に応じて歩行運動を行わせる前記歩行訓練装置において、前記訓練者の肢体に筋音図を計測する筋音図計測手段を備え、前記訓練結果評価部が、前記訓練軌道の評価する区間において、前記筋音図計測手段により計測された前記訓練者の筋音図のスペクトル解析を行うとともに、歩行訓練を行っている前記訓練者の健足側と患足側の筋音図のスペクトルのパワーのピーク値の偏差に応じて、前記下肢駆動部の前記訓練者の下肢への介助量を調整するよう前記訓練軌道生成部に動作指令を与えることを特徴としている。

30

40

このようになっているため、訓練者の筋肉の収縮力の変化に応じた歩行訓練ができ、訓練者が疲労してきた場合でも訓練者の筋肉の疲労度に応じた歩行訓練ができる。

【0006】

また本発明の歩行訓練装置は、前記筋音図計測手段として、ピエゾ接触型センサを用い、あるいは、コンデンサマイクロホンを用い、あるいは、加速度計を用いることを特徴としている。

これによって訓練者の筋肉の収縮力の変化に応じた歩行訓練ができ、訓練者が疲労してきた場合でも訓練者の筋肉の疲労度に応じた歩行訓練ができる。

また本発明の歩行訓練装置は、前記訓練結果評価部が前記筋音図計測手段を用いて計測さ

50

れた、歩行 1 周期における前記訓練者の健足側と患足側の筋音図のスペクトルのパワーのピーク値の偏差を求め、筋音図のスペクトルの偏差を何段階かで評価し、前記評価に応じて前記訓練者の患足側の下肢の発生する力の大きさを何倍かに増幅して歩行訓練を実施させることを特徴としている。

これによって訓練者の収縮力の変化に応じて患足側の運動を介助することができ、効率的な訓練ができる。

【0007】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の第 1 の実施の形態の歩行訓練装置について図に基づいて説明する。図 1 は、本発明の第 1 の実施の形態の歩行訓練装置のシステム構成を示す図である。1 は歩行訓練装置、2 はコントローラ、3 は訓練軌道生成部、4 は訓練データ記憶部、5 は訓練結果評価部、6 は力センサ、7 は角度センサ、8 は大腿装着部、9 は下腿装着部、10 は訓練軌道（歩行パターン）、11 は訓練者、12 は下肢駆動部、13 は足関節駆動部、14 は操作パネル、15 は筋音図計測手段である。図 2 は、健常者の歩行周期の位相と股関節、膝関節および足関節の関節運動との関係を示す図である。歩行周期の位相は、踵接地、足底接地、立脚中期、踵離地、足尖離地、遊脚初期および遊脚後期から構成され、各位相に応じて股関節、膝関節および足関節の屈曲・伸展運動が繰り返される。図 3 は、本発明の実施の形態の歩行訓練装置における歩行パターンの実現を示す図である。訓練軌道生成部がコントローラに動作指令を与え、コントローラが下肢駆動部、足関節駆動部を制御し歩行パターンを実現した図である。(a) は踵接地、(b) は足底接地、(c) は立脚中期、(d) は踵離地、(e) は足尖離地、(f) は遊脚初期、(g) は遊脚後期を実現した図である。医師や理学療法士が、操作パネルを用いて、訓練内容（訓練モード（他動運動訓練、自動介助運動訓練など）、繰り返し回数、運動の硬さ（メカニカルインピーダンス制御の慣性、粘性、剛性の係数）、訓練軌道（歩行パターン））を入力し、訓練データ記憶部から訓練軌道（歩行パターン）のデータが呼び出される。そして、コントローラが下肢駆動部、足関節駆動部を制御し、踵接地、足底接地、立脚中期、踵離地、足尖離地、遊脚初期および遊脚後期を 1 周期とする歩行パターンに沿って、訓練の動作を繰り返す。また、力センサにより訓練者の発生する力を検出し、コントローラが下肢駆動部をメカニカルインピーダンス制御して、訓練者に無理な負荷がかからないようにする。

【0008】

図 4 は、本発明の第 1 の実施の形態の筋音図のスペクトル解析結果のパワーの一例を示す図である。MVC とは Maximum Voluntary Contraction の略称で、最大随意筋力のことである。図 5 は、本発明の第 1 の実施の形態の筋肉の収縮力の変化に伴う筋音図のスペクトル解析結果のパワー及び平均周波数の推移の一例を示す図である。図 4、図 5 に示すように筋音図のスペクトルは 5 ～ 70 Hz と広い範囲に分布し、発揮力が大きくなるにつれて 5 ～ 15 Hz の帯域に大きなピークが現れる。平均周波数も発揮力が大きくなるにつれて増加する。筋力を漸増させていくと、まず遅筋繊維が活動を始め、その筋繊維数の増加によって筋力の調整が行われる。発揮力が 30 ～ 40 % MVC 以上に達すると、既に活動している遅筋繊維の発火頻度の増加に加えて、発揮張力も発射頻度も高い速筋繊維が参加してくる。しかし、その筋固有の筋力レベルに達すると、参加する筋繊維の数は限界となる。その筋力レベルは母指内転筋のような小さい筋で 50 % MVC、大腿四頭筋のような大きな筋では 80 ～ 90 % MVC とされている。そして、それ以上の大きな筋力発揮は筋繊維の発火頻度の上昇によって支えられている。

【0009】

以下、歩行周期の足尖離地の位相における下肢の踏出しを評価することを例として、歩行訓練を行っている訓練者の肢体の筋肉の収縮力の変化に応じて、下肢駆動部の訓練者の下肢への介助量を調整する方法について説明する。

まず、訓練結果評価部は、健足側と患足側の大腿四頭筋に装着された筋音図計測手段を用いて計測された、歩行 1 周期における健足側と患足側の筋音図のスペクトル解析を行う。そして、筋音図の周波数の 5 ～ 15 Hz の帯域における、健足側と患足側の筋音図のスペ

クトルのパワーのピーク値の偏差を求める。ここでは、歩行周期の足尖離地の位相における下肢の踏出しを評価するため、大腿四頭筋の筋音図のスペクトルのパワーの偏差を3段階で評価する場合について説明する。今回の歩行周期の足尖離地の位相における、健足側と患足側の大腿四頭筋の筋音図のスペクトルのパワーの偏差を

(1) $|(\text{健足側のスペクトルのピーク値}) - (\text{患足側のスペクトルのピーク値})| < \epsilon_1$ 、

(2) $\epsilon_1 < |(\text{健足側のスペクトルのピーク値}) - (\text{患足側のスペクトルのピーク値})| < \epsilon_2$ 、

(3) $|(\text{健足側のスペクトルのピーク値}) - (\text{患足側のスペクトルのピーク値})| > \epsilon_3$

の3段階で評価すると、次の歩行周期の足尖離地の位相における患足側の下肢の発生する力の大きさFが、

(1) のとき $F = (\text{患足側の下肢の発生する力の大きさ})$ 、

(2) のとき $F = 1.5 \times (\text{患足側の下肢の発生する力の大きさ})$ 、

(3) のとき $F = 2 \times (\text{患足側の下肢の発生する力の大きさ})$ と変更する。

ただし、 ϵ_1 、 ϵ_2 、 ϵ_3 の大小関係は $\epsilon_1 < \epsilon_2 < \epsilon_3$ である。

【0010】

本発明の実施の形態の歩行訓練装置は、筋音図計測手段を備え、歩行1周期における健足側と患足側の筋音図のスペクトル解析を行い、健足側と患足側の筋音図のスペクトルのパワーのピーク値の偏差に応じて、患足側の下肢の動作の介助を行うことである。

本発明の実施の形態の歩行訓練装置によれば、筋音図計測手段を備え、歩行1周期における健足側と患足側の筋音図のスペクトル解析を行い、健足側と患足側の筋音図のスペクトルのパワーのピーク値の偏差に応じて、患足側の下肢の動作の介助を行うことで、訓練者の患足側の下肢が発生する力の大きさが同じ場合でも、大腿四頭筋の筋音図のスペクトルのパワーの偏差が大きい程、装置の介助量が大きくなり、訓練者の下肢に負担をかけることがない。すなわち、歩行訓練を行っている訓練者の肢体の筋肉の収縮力の変化に応じて、下肢駆動部の訓練者の下肢への介助量を調整することができる。なお、上記したように歩行周期の足尖離地の位相における下肢の踏出しを評価し、患足側の大腿四頭筋の活動を介助するのみでなく、踵接地、足底接地、立脚中期、踵離地、足尖離地、遊脚初期および遊脚後期の歩行1周期において、健足側と患足側のいずれかの筋の筋音図のスペクトルのパワーを評価し、前記いずれかの筋の活動を介助してもよい。

【0011】

次に本発明の第2の実施の形態の歩行訓練装置について図6を用いて説明する。

図6において、1は歩行訓練装置、2はコントローラ、3は訓練軌道生成部、4は訓練データ記憶部、5は訓練結果評価部、6は力センサ、7は角度センサ、8は大腿装着部、9は下腿装着部、10は訓練軌道（歩行パターン）、11は訓練者、12は下肢駆動部、13は足関節駆動部、14は操作パネル、16はピエゾ接触型センサである。図1に示す筋音図計測手段15としてピエゾ接触型センサ16を用いることで、第1の実施の形態と同様にして、歩行訓練を行っている訓練者の肢体の筋肉の収縮力の変化に応じて、下肢駆動部の訓練者の下肢への介助量を調整することができる。

本発明の実施の形態の歩行訓練装置は、筋音図計測手段としてピエゾ接触型センサを備え、歩行1周期における健足側と患足側の筋音図のスペクトル解析を行い、健足側と患足側の筋音図のスペクトルのパワーのピーク値の偏差に応じて、患足側の下肢の動作の介助を行うことである。

【0012】

本発明の実施の形態の歩行訓練装置によれば、筋音図計測手段としてピエゾ接触型センサを備え、歩行1周期における健足側と患足側の筋音図のスペクトル解析を行い、健足側と患足側の筋音図のスペクトルのパワーのピーク値の偏差に応じて、患足側の下肢の動作の介助を行うことで、訓練者の患足側の下肢が発生する力の大きさが同じ場合でも、大腿四頭筋の筋音図のスペクトルのパワーの偏差が大きい程、装置の介助量が大きくなり、訓練者の下肢に負担をかけることがない。すなわち、歩行訓練を行っている訓練者の肢体の筋

肉の収縮力の変化に応じて、下肢駆動部の訓練者の下肢への介助量を調整することができる。

【0013】

次に本発明の第3の実施の形態の歩行訓練装置について図7を用いて説明する。

図7において、1は歩行訓練装置、2はコントローラ、3は訓練軌道生成部、4は訓練データ記憶部、5は訓練結果評価部、6は力センサ、7は角度センサ、8は大腿装着部、9は下腿装着部、10は訓練軌道（歩行パターン）、11は訓練者、12は下肢駆動部、13は足関節駆動部、14は操作パネル、17はコンデンサマイクロホンである。図1に示す筋音図計測手段15としてコンデンサマイクロホン17を用いることで、第1の実施の形態と同様にして、歩行訓練を行っている訓練者の肢体の筋肉の収縮力の変化に応じて、下肢駆動部の訓練者の下肢への介助量を調整することができる。

本発明の実施の形態の歩行訓練装置は、筋音図計測手段としてコンデンサマイクロホンを備え、歩行1周期における健足側と患足側の筋音図のスペクトル解析を行い、健足側と患足側の筋音図のスペクトルのパワーのピーク値の偏差に応じて、患足側の下肢の動作の介助を行うことである。

【0014】

本発明の実施の形態の歩行訓練装置によれば、筋音図計測手段としてコンデンサマイクロホンを備え、歩行1周期における健足側と患足側の筋音図のスペクトル解析を行い、健足側と患足側の筋音図のスペクトルのパワーのピーク値の偏差に応じて、患足側の下肢の動作の介助を行うことで、訓練者の患足側の下肢が発生する力の大きさが同じ場合でも、大腿四頭筋の筋音図のスペクトルのパワーの偏差が大きい程、装置の介助量が大きくなり、訓練者の下肢に負担をかけることがない。すなわち、歩行訓練を行っている訓練者の肢体の筋肉の収縮力の変化に応じて、下肢駆動部の訓練者の下肢への介助量を調整することができる。

【0015】

次に本発明の第4の実施の形態の歩行訓練装置について図8を用いて説明する。

図8において、1は歩行訓練装置、2はコントローラ、3は訓練軌道生成部、4は訓練データ記憶部、5は訓練結果評価部、6は力センサ、7は角度センサ、8は大腿装着部、9は下腿装着部、10は訓練軌道（歩行パターン）、11は訓練者、12は下肢駆動部、13は足関節駆動部、14は操作パネル、18は加速度計である。図1に示す筋音図計測手段15として加速度計18を用いることで、第1の実施の形態と同様にして、歩行訓練を行っている訓練者の肢体の筋肉の収縮力の変化に応じて、下肢駆動部の訓練者の下肢への介助量を調整することができる。

本発明の実施の形態の歩行訓練装置は、筋音図計測手段として加速度計を備え、歩行1周期における健足側と患足側の筋音図のスペクトル解析を行い、健足側と患足側の筋音図のスペクトルのパワーのピーク値の偏差に応じて、患足側の下肢の動作の介助を行うことである。

本発明の実施の形態の歩行訓練装置によれば、筋音図計測手段として加速度計を備え、歩行1周期における健足側と患足側の筋音図のスペクトル解析を行い、健足側と患足側の筋音図のスペクトルのパワーのピーク値の偏差に応じて、患足側の下肢の動作の介助を行うことで、訓練者の患足側の下肢が発生する力の大きさが同じ場合でも、大腿四頭筋の筋音図のスペクトルのパワーの偏差が大きい程、装置の介助量が大きくなり、訓練者の下肢に負担をかけることがない。すなわち、歩行訓練を行っている訓練者の肢体の筋肉の収縮力の変化に応じて、下肢駆動部の訓練者の下肢への介助量を調整することができる。

【0016】

次に本発明の第5の実施の形態の歩行訓練装置について図1に基づいて説明する。図1において、1は歩行訓練装置、2はコントローラ、3は訓練軌道生成部、4は訓練データ記憶部、5は訓練結果評価部、6は力センサ、7は角度センサ、8は大腿装着部、9は下腿装着部、10は訓練軌道（歩行パターン）、11は訓練者、12は下肢駆動部、13は足関節駆動部、14は操作パネル、15は筋音図計測手段である。第1の実施の形態と同様

に、歩行周期の足尖離地の位相における下肢の踏出しを評価するため、大腿四頭筋の筋音図のスペクトルのパワーの偏差を3段階で評価する場合について説明する。今回の歩行周期の足尖離地の位相における、健足側と患足側の大腿四頭筋の筋音図のスペクトルのパワーの偏差を(1) $|(\text{健足側のスペクトルのピーク値}) - (\text{患足側のスペクトルのピーク値})| < \epsilon_1$ 、

(2) $\epsilon_1 < |(\text{健足側のスペクトルのピーク値}) - (\text{患足側のスペクトルのピーク値})| < \epsilon_2$ 、

(3) $|(\text{健足側のスペクトルのピーク値}) - (\text{患足側のスペクトルのピーク値})| > \epsilon_3$

の3段階で評価すると、次の歩行周期の足尖離地の位相における患足側の下肢の発生する力の大きさFが、

(1) のとき $F = (\text{患足側の下肢の発生する力の大きさ})$ 、

(2) のとき $F = 1.5 \times (\text{患足側の下肢の発生する力の大きさ})$ 、

(3) のとき $F = 2 \times (\text{患足側の下肢の発生する力の大きさ})$ と変更する。

ただし、 ϵ_1 、 ϵ_2 、 ϵ_3 の大小関係は $\epsilon_1 < \epsilon_2 < \epsilon_3$ である。

【0017】

本発明の実施の形態の歩行訓練装置は、筋音図計測手段を備え、歩行1周期における健足側と患足側の筋音図のスペクトル解析を行い、健足側と患足側の筋音図のスペクトルのパワーのピーク値の偏差に応じて、患足側の下肢の動作の介助を行うことである。

本発明の実施の形態の歩行訓練装置によれば、筋音図計測手段を備え、歩行1周期における健足側と患足側の筋音図のスペクトル解析を行い、健足側と患足側の筋音図のスペクトルのパワーのピーク値の偏差に応じて、患足側の下肢の動作の介助を行うことで、訓練者の患足側の下肢が発生する力の大きさが同じ場合でも、大腿四頭筋の筋音図のスペクトルのパワーの偏差が大きい程、装置の介助量が大きくなり、訓練者の下肢に負担をかけることがない。すなわち、歩行訓練を行っている訓練者の肢体の筋肉の収縮力の変化に応じて、下肢駆動部の訓練者の下肢への介助量を調整することができる。

【0018】

【発明の効果】

請求項1記載の歩行訓練装置によれば、訓練者11の肢体に筋音図を計測する筋音図計測手段15を備え、前記訓練結果評価部5が、前記訓練軌道10の評価する区間において、前記筋音図計測手段15により計測された訓練者11の筋音図のスペクトル解析を行うとともに、歩行訓練を行っている訓練者11の健足側と患足側の筋音図のスペクトルのパワーのピーク値の偏差に応じて、前記下肢駆動部12の訓練者11の下肢への介助量を調整するよう前期訓練軌道生成部3に動作指令を与えることで、訓練者の筋肉の収縮力の変化に応じた歩行訓練ができ、訓練者が疲労してきた場合でも訓練者の筋肉の疲労度に応じた歩行訓練ができる。

請求項2記載の歩行訓練装置によれば、訓練者11の肢体に筋音図を計測する筋音図計測手段15を備え、前記訓練結果評価部5が、前記訓練軌道10の評価する区間において、ピエゾ接触型センサ16により計測された訓練者11の筋音図のスペクトル解析を行うとともに、歩行訓練を行っている訓練者11の健足側と患足側の筋音図のスペクトルのパワーのピーク値の偏差に応じて、前記下肢駆動部12の訓練者11の下肢への介助量を調整するよう前期訓練軌道生成部3に動作指令を与えることで、訓練者の筋肉の収縮力の変化に応じた歩行訓練ができ、訓練者が疲労してきた場合でも訓練者の筋肉の疲労度に応じた歩行訓練ができる。

請求項3記載の歩行訓練装置によれば、訓練者11の肢体に筋音図を計測する筋音図計測手段15を備え、前記訓練結果評価部5が、前記訓練軌道10の評価する区間において、コンデンサマイクロホン17により計測された訓練者11の筋音図のスペクトル解析を行うとともに、歩行訓練を行っている訓練者11の健足側と患足側の筋音図のスペクトルのパワーのピーク値の偏差に応じて、前記下肢駆動部12の訓練者11の下肢への介助量を調整するよう前期訓練軌道生成部3に動作指令を与えることで、訓練者の筋肉の収縮力の

変化に応じた歩行訓練ができ、訓練者が疲労してきた場合でも訓練者の筋肉の疲労度に応じた歩行訓練ができる。

請求項4記載の歩行訓練装置によれば、訓練者11の肢体に筋音図を計測する筋音図計測手段15を備え、前記訓練結果評価部5が、前記訓練軌道10の評価する区間において、加速度計18により計測された訓練者11の筋音図のスペクトル解析を行うとともに、歩行訓練を行っている訓練者11の健足側と患足側の筋音図のスペクトルのパワーのピーク値の偏差に応じて、前記下肢駆動部12の訓練者11の下肢への介助量を調整するよう前期訓練軌道生成部3に動作指令を与えることで、訓練者の筋肉の収縮力の変化に応じた歩行訓練ができ、訓練者が疲労してきた場合でも訓練者の筋肉の疲労度に応じた歩行訓練ができる。

10

請求項5記載の歩行訓練装置によれば、前記訓練結果評価部5が筋音図計測手段15を用いて計測された、歩行1周期における訓練者11の健足側と患足側の筋音図のスペクトルのパワーのピーク値の偏差を求め、筋音図のスペクトルの偏差を何段階かで評価し、前記評価に応じて訓練者11の患足側の下肢の発生する力の大きさを何倍かに増幅して歩行訓練を実施させることで、訓練者の収縮力の変化に応じて患足側の運動を介助することができ、効率的な訓練ができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の歩行訓練装置の第1実施例のシステム構成図

【図2】健常者の歩行周期の位相と股関節、膝関節および足関節の関節運動との関係を示す図

20

【図3】歩行訓練装置による歩行パターン図

【図4】筋音図のスペクトル解析結果のパワー図

【図5】筋肉の収縮力の変化に伴う筋音図のスペクトル解析結果のパワー及び平均周波数の推移図

【図6】本発明の歩行訓練装置の第2実施例のシステム構成図

【図7】本発明の歩行訓練装置の第3実施例のシステム構成図

【図8】本発明の歩行訓練装置の第4実施例のシステム構成図

【図9】従来の歩行訓練装置のシステム構成図

【符号の説明】

- 1 歩行訓練装置
- 2 コントローラ
- 3 訓練データ生成部
- 4 訓練データ記憶部
- 5 訓練結果評価部
- 6 力センサ
- 7 角度センサ
- 8 大腿装着部
- 9 下腿装着部
- 10 訓練軌道（歩行パターン）
- 11 訓練者
- 12 下肢駆動部
- 13 足関節駆動部
- 14 操作パネル
- 15 筋音図計測手段
- 16 ピエゾ型接触センサ
- 17 コンデンサマイクロホン
- 18 加速度計
- 110 駆動装置
- 111 ベース
- 112 基部

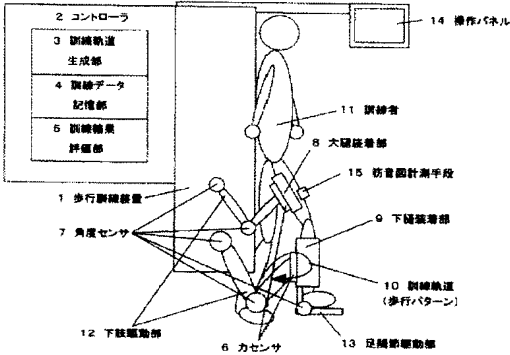
30

40

50

- 1 1 3、1 1 4、1 1 5 駆動軸
- 1 1 6、1 1 7 リンク
- 1 1 8 カセンサ
- 1 1 9 把持部
- 1 2 0 制御装置
- 1 2 1 仮想床面生成部
- 1 2 2 軌道教示部
- 1 2 3 負荷情報変換部
- 1 2 4 肢体駆動部
- 1 2 5 仮想重力設定部

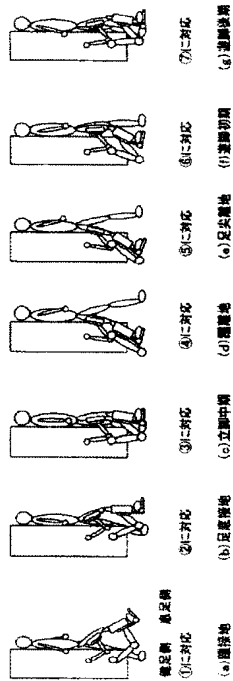
【図 1】



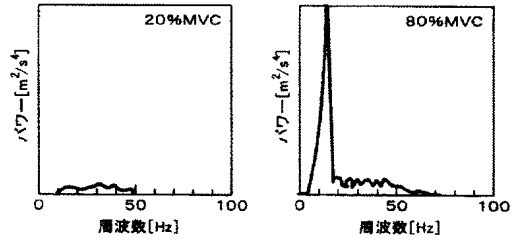
【図 2】

⑦		立脚初期	屈曲	伸張	背屈位
⑥		立脚初期	屈曲	伸張 (最大約90°)	背屈
⑤		立脚中期	屈曲	伸張 (最大約20°)	背屈
④		立脚中期	伸張 (約10°)	伸張 (最大約20°)	背屈 (約10°)
③		立脚中期	伸張 (約20°)	伸張 (最大約20°)	背屈
②		立脚中期	伸張	屈曲 (約10°)	背屈 (約10°)
①		立脚中期	最大屈曲位	完全伸張	背屈位
		投擲部	腕関節	足関節	
		肩関節	肘関節	足関節	
		頭部	胸部	腹部	

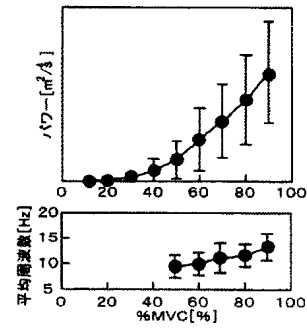
【図 3】



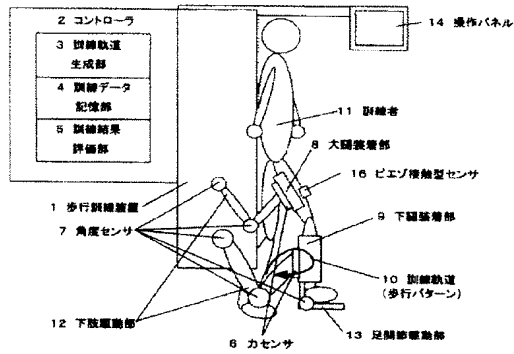
【図 4】



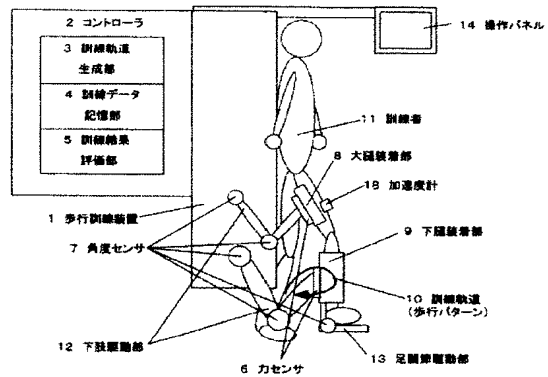
【図 5】



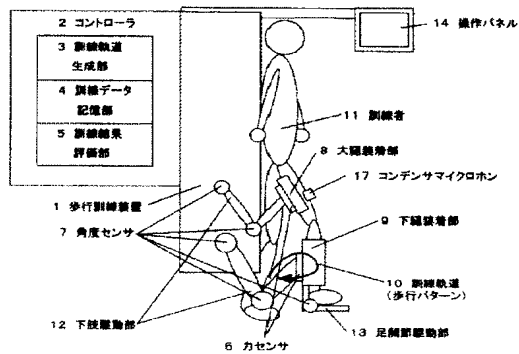
【図 6】



【図 8】



【図 7】



【図 9】

